

22

04-127036

: 28.04.1992

(51)Int.Cl.

A61B 5/00

G01N 33/72

(21)Application number : 02-247044

(71)Applicant : MINOLTA CAMERA CO LTD

(22)Date of filing : 19.09.1990

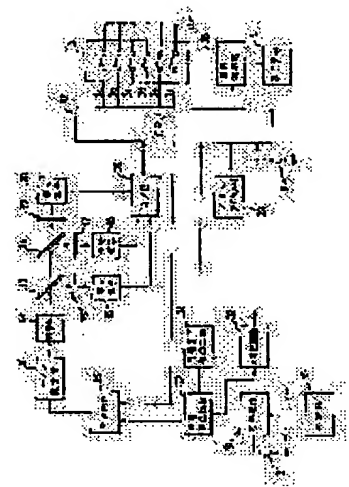
(72)Inventor : SAKAI TAKAO

(54) OPTICAL TYPE DENSITY DIFFERENCE METER

(57)Abstract:

PURPOSE: To enable the measuring of a density of material to be measured irrelevant to the concentration of a substance as factor causing errors by detecting the quantity of light of a three-wavelength component to compute the density of the material to be measured based on the quantity of reflected light of the wavelength component.

CONSTITUTION: A light emitting circuit 35 receives an emission control signal of a CPU 30 to make a xenon flash tube 18 emit light. An object M to be inspected undergoes a digital conversion via first and second dichroic mirrors 13 and 14, optical band pass filters 15, 17 and 19, first, second and third photodetectors 16, 18 and 20 and an A/D converter 36 to be inputted into the CPU 30. A reloadable read-only-memory 39 has an absorption coefficient of bilirubin to be used for arithmetic processing of the results of measurement, absorption coefficients of substances as factor causing errors such as melanin pigment, coefficients of transmittance of subcutaneous tissue or the like and other data stored. A display control section 38 drives a display element 4 such as liquid crystal to show various display data to be outputted from the CPU 30.



⑤ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成4年(1992)4月28日

G 01 N 21/27
A 61 B 5/00
G 01 N 33/72

1 0 1

Z 7529-2 J
G 7916-4 C
B 7055-2 J

審査請求 未請求 請求項の数 2 (全13頁)

⑭ 発明の名称 光学式濃度差計

⑯ 特 願 平2-247044

⑰ 出 願 平2(1990)9月19日

⑱ 発 明 者 坂 井 隆 夫 大阪府大阪市中央区安土町2丁目3番13号 大阪国際ビル
ミノルタカメラ株式会社内⑲ 出 願 人 ミノルタカメラ株式会 大阪府大阪市中央区安土町2丁目3番13号 大阪国際ビル
社

⑳ 代 理 人 弁理士 大谷 幸太郎 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

光学式濃度差計

2. 特許請求の範囲

(1) 被検体中に含まれる被測定物質による吸光が大で誤差要因物質による吸光が小さい第1の波長成分と、被測定物質による吸光が小で誤差要因物質による吸光が大である第2の波長成分と、被測定物質及び誤差要因物質による吸光が小さい第3の波長成分とを含む光源光を被検体に入射せしめる光源光入射手段と、被検体に入射して被検体中に含まれる被測定物質及び誤差要因物質により吸光された反射光から前記3波長成分の光量をそれぞれ検出する第1、第2及び第3の反射光量検出手段と、第1、第2及び第3の波長成分の反射光量を変数とする所定の演算式に基づいて被測定物質の濃度を演算する演算手段を備えたことを特徴とする光学式濃度差計。

(2) 請求項1記載の光学式濃度差計において、前記所定の演算式が、

$$c_1 = \frac{1}{d} \cdot \frac{\begin{vmatrix} \log I(l_1) - \log F(l_1) & -m(l_1) & 1 \\ \log I(l_2) - \log F(l_2) & -m(l_2) & k_2 \\ \log I(l_3) - \log F(l_3) & -m(l_3) & k_3 \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} -\varepsilon(l_1) & m(l_1) & -1 \\ -\varepsilon(l_2) & m(l_2) & -k_2 \\ -\varepsilon(l_3) & m(l_3) & -k_3 \end{vmatrix}}$$

但し、 $I(\lambda)$: 波長 λ における反射光量

$F(\lambda)$: 被検体内の被測定物質、誤差要因物質以外の物質の波長 λ における透過率

$\varepsilon(\lambda)$: 波長 λ における被測定物質の吸光係数

$m(\lambda)$: 波長 λ における誤差要因物質の吸光係数

d : 実効光路長

k_1, k_2 : 定数

であることを特徴とする光学式濃度差計。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

この発明は光学式濃度差計に関し、特に新生児

の黄疸の早期発見のために用いられる黄疸計等に適用可能な光学式濃度差計である。

〔従来の技術〕

新生児の大部分に見られる新生児黄疸は、時に重症に推移することがあり、新生児の生命や、脳の発育に重大な影響を与える危険性があるので、早期に発見して適切な治療を行う必要がある。黄疸の強さの正確な判定は新生児から採血した血清中のビリルビン値の測定によるべきであるが、全ての新生児から採血して測定することは困難であり、また必要でない場合もあるので、まず、肉眼による皮膚の観察を行って採血検査の必要性を判断していた。

肉眼による皮膚の観察のためには、5段階に順次色調を濃厚にした複数の黄色基準色帯とその間に透明帯を設けたプラスチック板からなるゴセット式イクテロメータ（黄疸計）が知られている。イクテロメータによる黄疸の判定は、その透明帯部分を新生児の鼻の先端に、その部分が虚血されて皮膚本来の色が現れるように強く押し当て、皮

膚の色と黄色基準色帯の色とを比較して黄疸の状態を判定するものである。これは、非飽和性ビリルビンが脂溶性で皮下組織の脂肪層に沈着して皮膚を黄染するため、皮膚の色と血清中のビリルビン値との間には一定の相関関係が認められるという事実に基づいている。

しかし、前記イクテロメータの黄色基準色帯の分光反射率は、実際のビリルビンによる吸光と異なっているので、人工照明光の下での皮膚の色と基準色の比較が正確に行えないという問題があった。

この問題に対処するため、本出願人は、皮下組織に沈着しているビリルビンによって短波長側の光が長波長側の光よりも多く吸収されるという知見に基づき、皮膚に光を入射せしめ、皮下組織中のビリルビンの沈着している脂肪層で散乱反射して皮膚表面に出る反射光からビリルビンの吸光係数の大きい第1の波長及びその吸光係数の小さい第2の波長における反射率を求め、反射率の差から皮下組織に沈着しているビリルビン濃度を測定

する光学濃度差検出方式の黄疸計を開発した（特公昭62-2809号公報参照）。

〔発明が解決しようとする課題〕

前記したビリルビンの吸光係数の大きい波長の反射光と、その吸光係数の小さい反射光の反射率の差からビリルビン濃度を測定する黄疸計は、皮下組織の脂肪層に含まれるビリルビンのほか、皮膚の色、即ち皮膚に含まれるメラニン色素の多少によっても測定値が影響を受け、測定誤差を生ずることが明らかとなった。このため、人種の違いによる皮膚の色、即ち皮膚に含まれるメラニン色素等の誤差要因物質に影響されない計測器が求められていた。また、計測時に被検体に入射せしめる光源光の光量の変動も測定誤差の原因となるので、光源光量の変動に影響されない計測器が求められていた。この発明は上記課題を解決することを目的とする。

〔課題を解決するための手段〕

この発明は上記課題を解決するもので、被検体中に含まれる被測定物質による吸光が大で誤差要

因物質による吸光が小さい第1の波長成分と、被測定物質による吸光が小で誤差要因物質による吸光が大である第2の波長成分と、被測定物質及び誤差要因物質による吸光が小さい第3の波長成分を含む光源光を被検体に入射せしめる光源光入射手段と、被検体に入射して被検体中に含まれる被測定物質及び誤差要因物質により吸光された反射光から前記3波長成分の光量をそれぞれ検出する第1、第2及び第3の反射光量検出手段と、第1、第2及び第3の波長成分の反射光量を変数とする所定の演算式に基づいて被測定物質の濃度を演算する演算手段を備えたことを特徴とする。

ここで、所定の演算式とは以下の式である。

$$c = \frac{1}{d} \cdot \frac{\begin{vmatrix} \log I(l_1) - \log F(l_1) & -m(l_1) & 1 \\ \log I(l_2) - \log F(l_2) & -m(l_2) & k_2 \\ \log I(l_3) - \log F(l_3) & -m(l_3) & k_3 \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} -c(l_1) & m(l_1) & -1 \\ -c(l_2) & m(l_2) & -k_2 \\ -c(l_3) & m(l_3) & -k_3 \end{vmatrix}}$$

但し、 $I(\lambda)$ ：波長 λ における反射光量

$F(\lambda)$:被検体内の被測定物質、誤差要因物質以外の物質の波長 λ における透過率

$\epsilon(\lambda)$:波長 λ における被測定物質の吸光係数

$m(\lambda)$:波長 λ における誤差要因物質の吸光係数

d :実効光路長

k_1, k_2 :定数

〔作 用〕

被検体中に被測定物質(例えばビリルビン)のほか誤差要因物質(例えばメラニン)が含まれていても、誤差要因物質の濃度に関する項を含まない演算式を用い、誤差要因物質の濃度に関係なく被測定物質の濃度を測定することができる。

〔実施例〕

以下、この発明の実施例について説明する。まず、測定原理について説明する。

被検体に波長 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ の光を入射させたとき、被検体の内部組織を透過・散乱して再び

被検体表面に出た光(以下、反射光という)を皮膚表面で直接反射する光を受けないよう、入射部位から隔たった部位において検出すると、その光量 $I(\lambda_1), I(\lambda_2), I(\lambda_3)$ はそれぞれLambert-Beerの法則を応用して次式で表わされる。

$$I(\lambda_1) = I_0(\lambda_1) \cdot F(\lambda_1) \cdot 10^{-\epsilon(\lambda_1) \cdot d \cdot c_1} \cdot 10^{-m(\lambda_1) \cdot d \cdot c_2} \quad \dots (1)$$

$$I(\lambda_2) = I_0(\lambda_2) \cdot F(\lambda_2) \cdot 10^{-\epsilon(\lambda_2) \cdot d \cdot c_1} \cdot 10^{-m(\lambda_2) \cdot d \cdot c_2} \quad \dots (2)$$

$$I(\lambda_3) = I_0(\lambda_3) \cdot F(\lambda_3) \cdot 10^{-\epsilon(\lambda_3) \cdot d \cdot c_1} \cdot 10^{-m(\lambda_3) \cdot d \cdot c_2} \quad \dots (3)$$

ここで $I_0(\lambda)$:波長 λ における入射光量

$I(\lambda)$:波長 λ における反射光量

$F(\lambda)$:被検体内の被測定物質、誤差要因物質以外の物質波長 λ における透過率

$\epsilon(\lambda)$:波長 λ における被測定物質の

吸光係数

d :実効光路長

c_1 :被測定物質の濃度

$m(\lambda)$:波長 λ における誤差要因物質の吸光係数

c_2 :誤差要因物質の濃度

上記(1)、(2)式から波長 λ_1 及び λ_2 における光学濃度差は以下のように表わされる。

$$\begin{aligned} & \log \frac{I(\lambda_1)}{I_0(\lambda_1)} - \log \frac{I(\lambda_2)}{I_0(\lambda_2)} \\ &= \log \frac{F(\lambda_1)}{F(\lambda_2)} - \{\epsilon(\lambda_1) - \epsilon(\lambda_2)\} \cdot d \cdot c_1 \\ & - \{m(\lambda_1) - m(\lambda_2)\} \cdot d \cdot c_2 \quad \dots (4) \end{aligned}$$

したがって(4)式の等号の右辺第1項 $\log \{F(\lambda_1)/F(\lambda_2)\}$ 及び第3項 $\{m(\lambda_1) - m(\lambda_2)\} \cdot d \cdot c_2$ が一定の場合は、光学濃度差から被測定物質の濃度 c_2 を求めることができる。

しかしながら、第3項は誤差要因物質の吸光係数に関する項である。光学濃度差から検出する被測定物質としてビリルビン濃度を測定する黄疸計

の場合について考えると、測定誤差の要因となる誤差要因物質は皮膚の色素であるメラニン色素であるが、皮膚に含まれるメラニン色素の量は人種によって異なる。したがって、人種によって前記(4)式の第3項の値が変わるため、(4)式によっては人種が異なると被測定物質であるビリルビン濃度を正確に測定することができない。

そこで、この発明では前記(1)、(2)、(3)式から誤差要因物質に関する変数を消去し、誤差要因物質の濃度に関係なく被測定物質の濃度を測定できるようにした。即ち、(1)、(2)、(3)式の等号の左辺、右辺の対数をとると以下のとおりとなる。

$$\begin{aligned} \log I(\lambda_1) &= \log I_0(\lambda_1) + \log F(\lambda_1) \\ & - \epsilon(\lambda_1) \cdot d \cdot c_1 - m(\lambda_1) \cdot d \cdot c_2 \quad \dots (5) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \log I(\lambda_2) &= \log I_0(\lambda_2) + \log F(\lambda_2) \\ & - \epsilon(\lambda_2) \cdot d \cdot c_1 - m(\lambda_2) \cdot d \cdot c_2 \quad \dots (6) \end{aligned}$$

$$\log I(\lambda_3) = \log I_0(\lambda_3) + \log F(\lambda_3)$$

$$- \varepsilon(l_3) \cdot d \cdot c_1 - m(l_3) \cdot d \cdot c_2 \quad \dots (7)$$

(5), (6), (7) を変形して、

$$\begin{aligned} \log I(l_1) - \log F(l_1) &= -\varepsilon(l_1) \cdot d \cdot c_1 \\ &\quad - m(l_1) \cdot d \cdot c_2 + \log I_0(l_1) \end{aligned} \quad \dots (8)$$

$$\begin{aligned} \log I(l_2) - \log F(l_2) &= -\varepsilon(l_2) \cdot d \cdot c_1 \\ &\quad - m(l_2) \cdot d \cdot c_2 + \log I_0(l_2) \end{aligned} \quad \dots (9)$$

$$\begin{aligned} \log I(l_3) - \log F(l_3) &= -\varepsilon(l_3) \cdot d \cdot c_1 \\ &\quad - m(l_3) \cdot d \cdot c_2 + \log I_0(l_3) \end{aligned} \quad \dots (10)$$

(8), (9), (10) 式を行列式で表わすと以下のとおりとなる。

$$\begin{vmatrix} -\varepsilon(l_1) & -m(l_1) & 1 \\ -\varepsilon(l_2) & -m(l_2) & k_2 \\ -\varepsilon(l_3) & -m(l_3) & k_3 \end{vmatrix} \begin{vmatrix} d \cdot c_1 \\ d \cdot c_2 \\ \log I_0(l_1) \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \log I(l_1) - \log F(l_1) \\ \log I(l_2) - \log F(l_2) \\ \log I(l_3) - \log F(l_3) \end{vmatrix} \quad \dots (11)$$

但し、波長 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ の入射光量間の比はほぼ一定とし、 $k_2 = \log I_0(l_2) / \log I_0(l_1)$ 、

波長成分は、ビリルビンの吸光係数が小で、メラニン、ヘモクロビン、酸化ヘモクロビンの吸光係数が大きい波長、例えば 550 nm 付近であり、第 3 の波長成分はビリルビン、メラニン、ヘモクロビン、酸化ヘモクロビンの吸光係数が比較的小さい赤外領域の波長であることが望ましい。

なお、前記した原理の説明では、皮膚に光を入射させ、皮下組織で散乱、反射して再び皮膚表面に戻った光（反射光）を検出して入射光量と反射光量との差を求め、これに基づいて誤差要因物質の影響を除いて被測定物質の濃度を求める場合について説明した。しかしながら、これに代えて被検体を挟んで、その一方から光を入射させ、他方で被検体を透過した光（透過光）を検出して入射光量と透過光量との差を求めるようにした場合も前記測定原理、演算式は成立する。

次に、本発明を適用した光学式濃度差計について説明する。

第 1 図は光学式濃度差計の外観を示す斜視図で、1 は本体、2 は電源スイッチ、3 は動作モ

$k_3 = \log I_0(l_3) / \log I_0(l_1)$ とする。

したがって、クレイマー (Cramer) の公式により被測定物質の濃度 c_1 は以下の式で表わすことができる。

$$c_1 = \frac{1}{d} \cdot \frac{\begin{vmatrix} \log I(l_1) - \log F(l_1) & -m(l_1) & 1 \\ \log I(l_2) - \log F(l_2) & -m(l_2) & k_2 \\ \log I(l_3) - \log F(l_3) & -m(l_3) & k_3 \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} -\varepsilon(l_1) & m(l_1) & -1 \\ -\varepsilon(l_2) & m(l_2) & -k_2 \\ -\varepsilon(l_3) & m(l_3) & -k_3 \end{vmatrix}} \quad \dots (12)$$

ここで、皮膚に含まれるメラニンや、血液中のヘモクロビンの影響を排除してビリルビン濃度を測定するに適した光源光の波長について説明する。ビリルビン、ヘモクロビン (Hb)、酸化ヘモクロビン (HbO₂) の分光吸光係数は第 12 図に示すとおりである点を考慮すると、第 1 の波長成分は、ビリルビンの吸光係数が大で、メラニン、ヘモクロビン、酸化ヘモクロビンの吸光係数が小さい波長、例えば 450 nm 付近で、第 2 の

ドの設定、測定値の表示モード（表示単位）の設定、警告表示限界値の設定、及び表示桁数の切換を行う機能設定部で、スイッチ 3 a ~ 3 f の 6 個のスイッチが設けられている。これらのスイッチの機能については後述する。

4 は表示素子で、測定値表示部 4 a、測定準備の完了表示部 4 b、単位表示部 4 c が設けられている。5 は測定プローブで、現状に形成された光投射口 6 とその中心に配置された受光口 7 を備え、被検体にプローブ 5 を押し当てると、プローブが後退して内部に設けられた図示されていない測定スイッチ 5 a が閉じるように構成されている。

機能設定部 3 で設定される機能について説明する。

動作モードには、①測定モード、②ライン校正モード、③サービスモード 1、サービスモード 2 があり、測定モードとは光学濃度差対応値を測定するモード、ライン校正モードとは製造工程及びサービス時の校正を行うモード、サービスモード 1 及び 2 とは修理等の場合に設定するモードであ

る。動作モードの設定はスイッチ3 a、3 bの組合わせにより行われ、スイッチの状態と設定される動作モードとは表1に示すとおりである。

表 1

スイッチ 3 a	スイッチ 3 b	動作モード
O F F	O F F	測定モード
O N	O F F	ライン校正モード
O F F	O N	サービスモード1
O N	O N	サービスモード2

測定値表示モードには、①光学濃度差対応値表示モードと②血清ビリルビン濃度対応値表示モードとがあり、前者は測定した光学濃度差対応値をそのまま表示するモード、後者は測定した光学濃度差を第13図に示すような臨床的に確認された相関関係に基づいて作成された換算式 ($Y = 1.08 \times + 7.22$)、あるいはこの換算式に

表 3

スイッチ 3 d	スイッチ 3 e	限 界 値
O F F	O F F	設定なし
O N	O F F	20 (光学濃度差)
O F F	O N	21 (")
O N	O N	22 (")

表示桁数は、整数2桁表示と、整数2桁と小数点以下1桁表示との2種類の表示が可能で、スイッチ3 fにより、表4に示すように切換えられる。

表 4

スイッチ3 f	表 示 桁 数
O F F	整数2桁
O N	整数2桁、小数点以下1桁

基づいて作成された換算表により血清ビリルビン濃度対応値に換算して表示するモードである。表示モードの設定はスイッチ3 cにより行われ、スイッチの状態と設定される表示モードは表2に示すとおりである。

表 2

スイッチ 3 c	表示モード
O F F	光学濃度差対応値表示モード
O N	血清ビリルビン濃度対応値表示モード

警告表示限界値とは、測定した光学濃度差対応値が設定された限界値を越えるとき、採血検査の必要性を警告する値である。警告表示限界値の設定はスイッチ3 d、3 eの組合わせにより行われ、スイッチの状態と設定される限界値とは表3に示すとおりである。

第2図は光学式濃度差計の光学系を示す斜視図である。11は光ファイバー束で、その一端11 aはキセノン発光管18に対向して断面矩形状に形成され、他端11 bはプローブ5内の環状の光投射口6に接合されている。12も光ファイバー束で、その一端はプローブ5内の中心部の受光口7に接合され、他端12 bは第1のダイクロイックミラー13に対向している。第1のダイクロイックミラー13の後方には第2のダイクロイックミラー14が配置されており、第1及び第2のダイクロイックミラー13、14により入射光を、波長 λ_1 を含む波長域、波長 λ_2 を含む波長域、波長 λ_3 を含む波長域、の3つの波長域に分割する。15は波長 λ_1 付近の光を透過する光学バンドパスフィルタ、16は第1受光素子、17は波長 λ_2 付近の光を透過する光学バンドパスフィルタ、18は第2受光素子、19は波長 λ_3 付近の光を透過する光学バンドパスフィルタ、20は第3受光素子である。

キセノン発光管18から放射された光は光ファ

イバー束11を経てブローブ5の環状の光投射口6に達し、ここから被検体に入射する。被検体に入射し、皮下組織内を透過・散乱してその一部が吸収され、再び被検体表面に出た光(以下反射光という)は、ブローブ5内の中心部の受光口7で捕らえられ、光ファイバー束12を経て第1及び第2のダイクロイックミラー13、14に導かれ、3つの波長域に分割される。波長 λ_1 付近の光のみが光学バンドパスフィルタ15で選択されて第1受光素子16で検出され、波長 λ_2 付近の光のみが光学バンドパスフィルタ17で選択されて第2受光素子18で検出され、波長 λ_3 付近の光のみが光学バンドパスフィルタ19で選択されて第3受光素子20で検出される。

第3図は光学式濃度差計の回路を示すブロック図である。図において、30はCPUで、測定動作の制御、演算式に基づく測定結果の演算等の制御演算を行う。31は本体に内蔵された内部電池、32は定電圧回路で、以下説明する各回路要素に電力を供給する。33は蓄電昇圧回路で、内

要因物質の吸光係数、皮下組織の透過率等の係数、その他のデータが記憶されている。また、5aはブローブ5を被検体Mに押圧したときONとなる測定スイッチ、2は電源スイッチ、3は3a~3fの6個のスイッチからなる機能設定部である。40は本体外部の充電器で、内部電池31に充電式電池を使用するとき使用する。なお、内部電池を取り外して充電することも、また、非充電式の電池を使用してもよい。

次に、回路動作の概略を説明する。機能設定部3のスイッチ3a、3bにより動作モードが測定モードに設定されているものとする。電源スイッチ2をONとし、定電圧回路32から各回路要素に給電すると共に、蓄電昇圧回路33を作動させ、メインコンデンサの充電を開始する。充電の完了が充電完了検出回路34により検出されると、検出信号がCPU30に入力され、表示素子4に測定準備の完了が表示される。操作者がブローブ5を被検体Mに押し当てると測定スイッチ5aがONとなり、CPU30から発光回路35

部電池から供給された電圧を昇圧し、キセノン発光管18を発光させるために内部に設けられているメインコンデンサを充電する。34は充電完了検出回路で、前記メインコンデンサの充電完了を検出し、CPU30に充電完了信号を出力する。35は発光回路で、CPU30から出力される発光制御信号を受けてキセノン発光管18を発光させる。Mは被検体、13乃至20は第2図で説明した光学系を構成する要素で、13、14はそれぞれ第1、第2のダイクロイックミラー、15、17、19は光学バンドパスフィルタ、16、18、20はそれぞれ第1、第2、第3の受光素子、36はA/D変換器で、第1乃至第3の受光素子の出力をデジタル変換してCPU30に入力する。38は表示制御部で、液晶、LED等の表示素子4を駆動してCPU30から出力される各種表示データを表示させる。39は書換可能なリードオンリーメモリ(以下、単にメモリという)であって、測定結果の演算処理の際に使用するビリルビンの吸光係数、メラニン色素等の誤差

に発光制御信号が出力されてキセノン発光管18が発光する。キセノン発光管18から放射された光は被検体Mに入射し、皮下組織内を透過・散乱した反射光はダイクロイックミラー13、14で分割され、光学バンドパスフィルタ15、17、19を経て波長 λ_1 付近の光が第1受光素子16に、波長 λ_2 付近の光が第2受光素子18に、波長 λ_3 付近の光が第3受光素子20に入射する。各受光素子16、18、20の検出信号A/D変換器36を経てCPU30に入力される。CPU30は入力された検出信号とメモリ39に格納されている係数等を用いて先に説明した演算式(12)に従って演算し、演算結果を機能設定部3のスイッチ3cから入力された表示モードに応じて、単位表示と共に表示素子4に表示する。このとき、機能設定部3のスイッチ3d、3eにより警告限界値が設定されているときは、設定された限界値と演算結果とを比較し、限界値を越えている場合は警告表示(この実施例では演算結果を赤字で表示)する。また、演算結果の表示桁数は

機能設定部3のスイッチ3fにより指定された桁数で表示される。

機能設定部3のスイッチ3a, 3bにより動作モードがライン校正モードに設定されているときは、被検体に代えて、第4図に示すような校正板25について測定モードの場合と同様な動作が実行され、測定結果を校正定数としてメモリ39に格納する。校正板25は分光反射率特性がフラットで、波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 における光学濃度差が0である校正板“00”と、波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 における光学濃度差が1である校正板“20”とからなる。なお、この実施例では光学濃度差の表示は20倍にして表示するので、光学濃度差“1”は“20”として表示される。校正板の“20”も同様に光学濃度差1のものを示している。

次に、CPUで実行される制御演算動作について、第5図から第11図までに示すフローチャートに基づいて説明する。第5図は制御演算動作の概要を示すフローチャートである。電源スイッチ

2がONとなり、プログラムに従った制御が開始されると、まずシステムの初期化が行われる(ステップP1)。システムの初期化は具体的にはCPU30内の初期設定、各I/Oポートの初期設定、各変数の初期値設定、表示素子の動作状態のチェック等が含まれる。ついで、スイッチ3a, 3bの状態から動作モードを判定する(ステップP2, P3)。スイッチ3a, 3bが共にOFFの場合は測定モードであるからステップP4で示す測定モード処理ルーチンに移る。スイッチ3aがON, 3bがOFFの場合は製造工程の校正、あるいはサービスマンが実施する校正のためのライン校正モードであるからステップP5で示すライン校正モード処理ルーチンに移る。スイッチ3aがOFF, 3bがONの場合、及びスイッチ3a, 3bが共にONの場合は修理等の場合の故障検知のためのサービスモードであるからステップP6で示すサービスモード処理に移る。なお、サービスモード処理は本発明に直接関係がないので説明を省略する。

第6図は第5図においてステップP4として示した測定モード処理の詳細を示すフローチャートである。まず、メモリ39の内容が正常か否かをチェックし(ステップP11)、破壊されて正しい係数が記憶されていないと判定されたときはエラー表示(E1)を行い(ステップP17)、停止する。メモリ39の内容が正常と判定されたときは、充電処理(ステップP12)、測定処理(ステップP13)、演算処理(ステップP14)、表示処理(ステップP15)を実行する。測定スイッチ5aがOFFとされたか否かを判定し(ステップP16)、OFFでない場合は上記ステップP12に戻り、上記ステップP12～P15の処理を繰り返す。測定スイッチ5aがOFFとされた場合は主ルーチンに戻る。

第7図は第6図においてステップP12として示した充電処理の詳細を示すフローチャートである。まず、メインコンデンサの充電を開始し(ステップP21)、充電の完了を判定する(ステップP22)。充電の完了を待ちメインコンデンサ

の充電動作を終了し(ステップP23)、充電完了表示素子を点灯し(ステップP24)、主ルーチンに戻る。

第8図は第6図においてステップP13として示した測定処理の詳細を示すフローチャートである。まず、測定スイッチ5aがONか否かを判定し(ステップP31)、測定スイッチ5aがONの場合は、メインコンデンサの充電動作を終了させる(ステップP32)。プローブ5と被検体Mとの接触部分から洩れて入射する光(オフセット光)の影響を除くため、キセノン発光管18を発光させることなく、波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 におけるオフセット光の光量 O_1 , O_2 , O_3 をそれぞれ受光素子16, 18, 20で検出し、これらの検出信号を所定時間積分コンデンサに充電する(ステップP33)。検出され、積分コンデンサに充電された信号をA/D変換し、オフセット値 O_1 , O_2 , O_3 としてメモリ39の所定領域に格納する(ステップP34, P35)。上記オフセット値 O_1 , O_2 , O_3 が予め定められた所定

値以下か否かを判定し(ステップP36)、所定値以下でない場合はプローブ5が被検体Mに正しく接触しておらず、外光が入射していると判断してエラー表示(E2)を行い(ステップP43)、ステップP45に移る。所定値以下の場合にはプローブ5が正しく接触しているものと判定し、キセノン発光管を発光させ(ステップP37)、波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 の反射光の光量 M_1 、 M_2 、 M_3 を受光素子16、18、20で検出し、これらの検出信号を所定時間積分コンデンサに充電する(ステップP38)。検出され、積分コンデンサに充電された信号をA/D変換し(ステップP39)、交換値 M_1 、 M_2 、 M_3 を先に求めたオフセット値 O_1 、 O_2 、 O_3 で補正して計測値 S_1 、 S_2 、 S_3 を得てメモ39に格納し(ステップP40、P41)、充電完了表示素子を消灯して(ステップP42)、主ルーチンに戻る。

ステップP31の判定で測定スイッチ5aがONでない場合はステップP45に移り、メイン

て示した表示処理の詳細を示すフローチャートである。

まず、機能設定部3のスイッチ3cにより設定されている表示モードが光学濃度差表示モードか否かを判定する(ステップP61)。光学濃度差表示モードの場合は計測値をそのまま表示するのであるから、単位表示素子を消灯する(ステップP62)。光学濃度差表示モードでない場合は計測値を血清ビリルビン濃度対応値に換算して表示するのであるから、単位表示素子を点灯し、計測値を血清ビリルビン濃度対応値に換算する(ステップP63、P64)。この換算は第13図に示す光学濃度差と血清ビリルビン濃度の相関関係に基づいて得られた換算式によるか、換算式に基づいて作成した換算表によってもよい。

機能設定部3のスイッチ3fにより設定されている表示桁数を判定し、整数2桁表示の場合には計測値を整数2桁に4捨5入する(ステップP65、P66)。

更に、機能設定部3のスイッチ3d、3eによ

コンデンサの充電完了を調べ、充電完了のときは充電動作終了し、充電完了をしていないときは充電動作を再開して(ステップP46、P47)、ステップP31に戻る。

第9図は第6図においてステップP14として示した演算処理を示すフローチャートである。まず、後述するライン校正モードにおいて校正板25の光学濃度差0の校正板"00"を用いて求めた波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 における校正定数 A_1 、 A_2 、 A_3 から式(12)中の値 k_2 、 k_3 を以下の式により演算する(ステップP51)。

$$k_2 = \log A_2 / \log A_1$$

$$k_3 = \log A_3 / \log A_1$$

次に、計測値 S_1 、 S_2 、 S_3 をメモリ39から読出し、式(12)(測定原理の項参照)において、 $I(\lambda_1)$ に S_1 、 $I(\lambda_2)$ に S_2 、 $I(\lambda_3)$ に S_3 をそれぞれ代入し、ビリルビン濃度 c を演算して(ステップP52)、主ルーチンに戻る。

第10図は第6図においてステップP15とし

り設定されている警告表示限界値と計測値との大小関係を判定し、計測値が限界値以下であれば計測値を緑色表示素子で表示し、限界値を越えるときは計測値を赤色表示素子で表示して(ステップP67、P68、P69)、主ルーチンに戻る。

第11図は第5図においてステップP5として示したライン校正モード処理を示すフローチャートである。ライン校正モードでは、波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 それぞれにおいて光学濃度差0及び1の校正板"00"及び"20"を用い、各波長毎に8回の測定値の平均値を求めて校正定数を得るもので、得られた校正定数は光学バンドパスフィルタの透過特性のばらつき、例えば中心波長が数nm程度ずれる等のばらつきによる測定値及び表示値の個々のばらつき等を補正するために使用される。

まず、光学濃度差0の校正定数を求める。校正板"00"のセットを確認し、カウンタを8にセットして(ステップP71、P72)、充電処理、測定処理(ステップP73、P74)を実行

する。なお、ステップP73及びP74の処理内容は、先に第7図及び第8図のフローチャートにより説明した充電処理、測定処理と同一である。測定値を取り込み、カウンタから1を減算してカウンタ内容が0になるまでステップP73～P77を繰り返す。波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 のそれぞれについて、測定し取り込んだ各8個の測定値の平均値 A_1 、 A_2 、 A_3 を求め、メモリに格納する(ステップP78)。つづいて校正板“20”のセットを確認し(ステップP79)、以降前記ステップP72～P77と同様の処理を実行し(ステップP80～P85)、取り込んだ8個の測定値の平均値 B_1 、 B_2 、 B_3 を求め、メモリに格納する(ステップP86)。求めた平均値 A_1 、 A_2 、 A_3 及び B_1 、 B_2 、 B_3 から校正定数を求め、メモリ39に格納して(ステップP87)、主ルーチンに戻る。

この校正モードを設けたことにより、従来のように校正のため本体のカバーを取り外して、ハード回路の定数を要えるために可変抵抗器を調整す

る等の必要がなくなる。

以上説明したこの発明の実施例では光源にキセノン発光管を用い、光学系を光ファイバー、ダイクロミックミラー、光学バンドパスフィルタで構成している。これに代えて、青色発光ダイオード、緑色発光ダイオードを使用してもよい。この場合、各発光ダイオードをプローブ部分に設けて直接被検体に光を入射させるようにすることができる。また、光源として発光ダイオードを用いる場合は反射光を受光する受光素子を1個とし、2つの発光ダイオードを時分割で発光させるようにしてもよい。

この実施例では、CPUによりキセノン発光管の発光制御が行われるが、発光光量の制御まではしていない。しかし、キセノン発光管の発光光量が発光モニタ用受光素子で検出されているから、これを利用して発光光量が所定値に達したとき発光を停止させるよう制御してもよい。これにより unnecessary 電池の消耗を防ぐことができる。

この実施例では、機能設定部を複数のスイッチ

で構成して各種モードを設定するよう構成しているが、これをモード切換スイッチとアップダウンキーによって構成することもできる。この場合、設定した表示モードはメモリに記憶させるようにする。

この実施例では、光投射口6と受光口7を一体に設け、被検体に対して垂直に押し当てるように構成したが、これに限るものではなく、受光口が皮膚表面で反射した光を直接受けないような構造であればどのような構造であってもよい。例えば光投射口と受光口とを別体とし、被検体を両側から挟むようにしてもよい。この場合は被検体を透過する光を検出することになる。

更に、この発明の光学濃度差計は黄疸計として使用できるほか、顔面その他の皮膚の色の測定等美容分野の測定器としても利用することができる。

【発明の効果】

以上説明したとおり、この発明によれば被検体中に含まれる被測定物質、例えばビリルビンの濃

度の測定に際して、同時に含まれる誤差要因物質、例えばメラニン色素の濃度に影響されることなく、被測定物質の濃度のみを測定することができる。この発明を黄疸計に適用した場合は、人種違いによる皮膚の色の違いに影響されることなく、正確に黄疸症状を発見することができる。

また、この発明によれば光源光の光量の変動に影響されずに常に正確な測定を行うことができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図はこの発明に係る光学式濃度差計の外観を示す斜視図、第2図は光学系の構成を示す斜視図、第3図は回路ブロック図、第4図は校正板の平面図、第5図から第11図まではCPUで実行される制御演算動作を説明するフローチャート、第12図はビリルビン及びヘモクロビンの分光吸光係数を示す図、第13図は光学濃度差対応値と血清ビリルビン濃度対応値との相関関係を示す図である。

1：本体、3：機能設定部、4：表示素子、

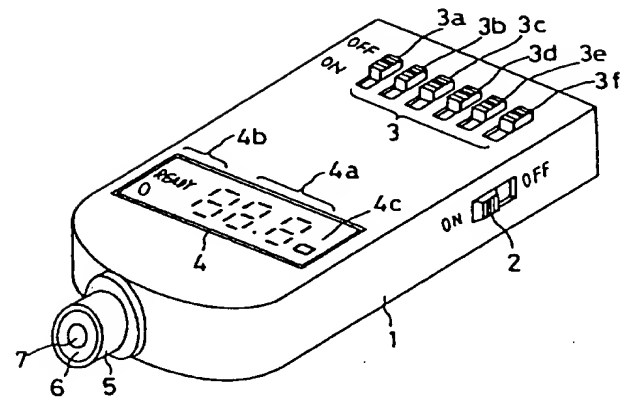
5 : プローブ、6 : 光投射口、7 : 受光口、
11、12 : 光ファイバー、13、14 : ダイクロイックミラー、15、17、19 : 光学バンドパスフィルタ、16、18、20 : 受光素子。

出 願 人 ミノルタカメラ株式会社

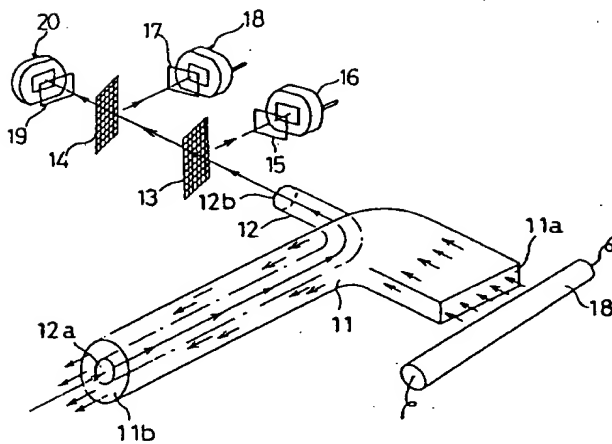
代理人弁理士 大 谷 幸 太 郎



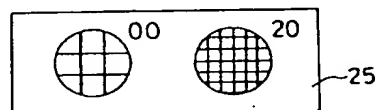
代理人弁理士 貞 重 和 生



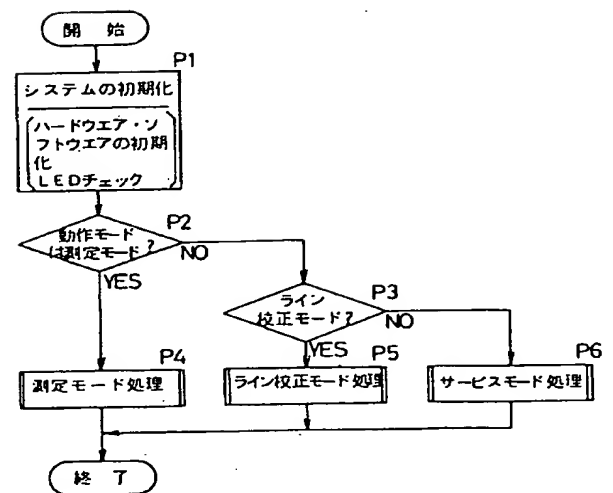
第 1 図



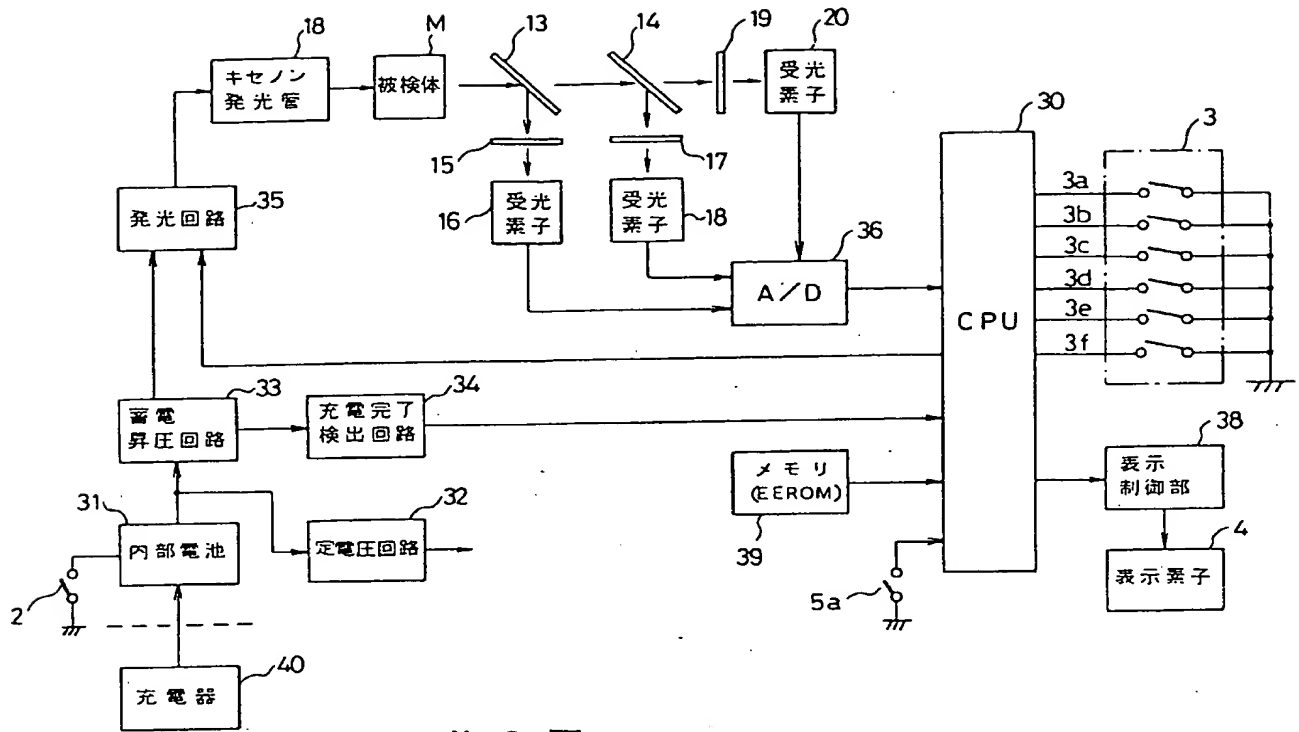
第 2 図



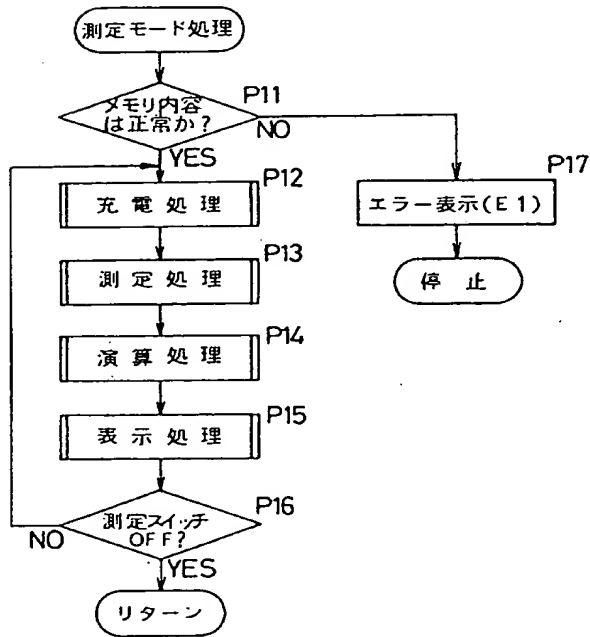
第 4 図



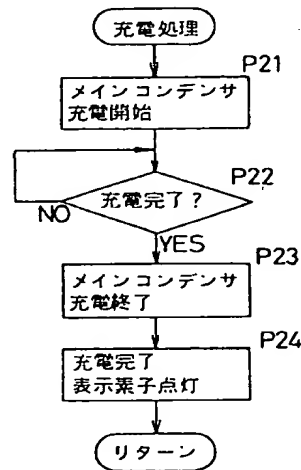
第 5 図



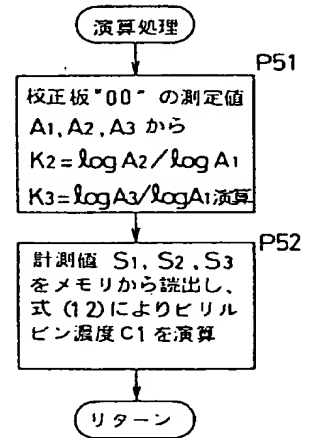
第 3 図



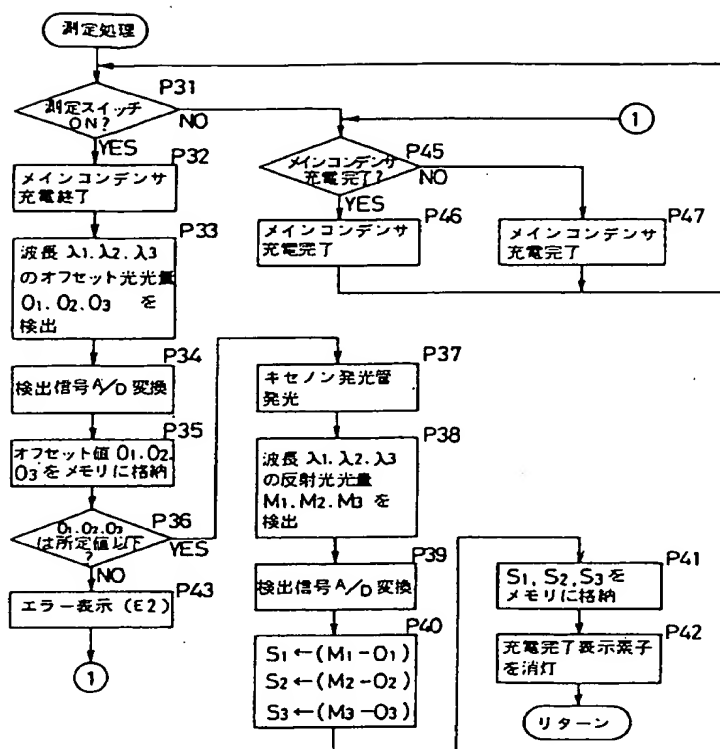
第 6 図



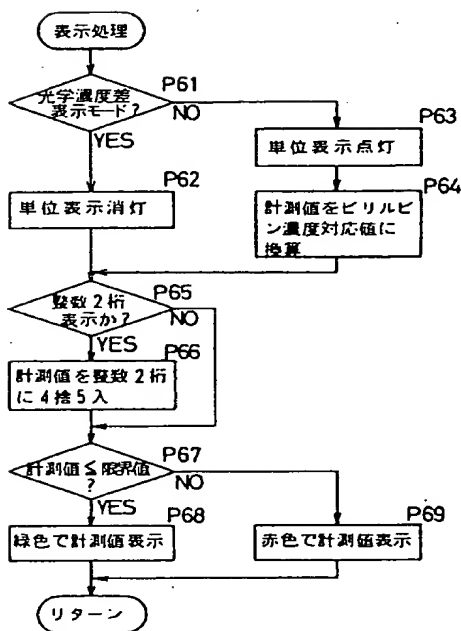
第 7 図



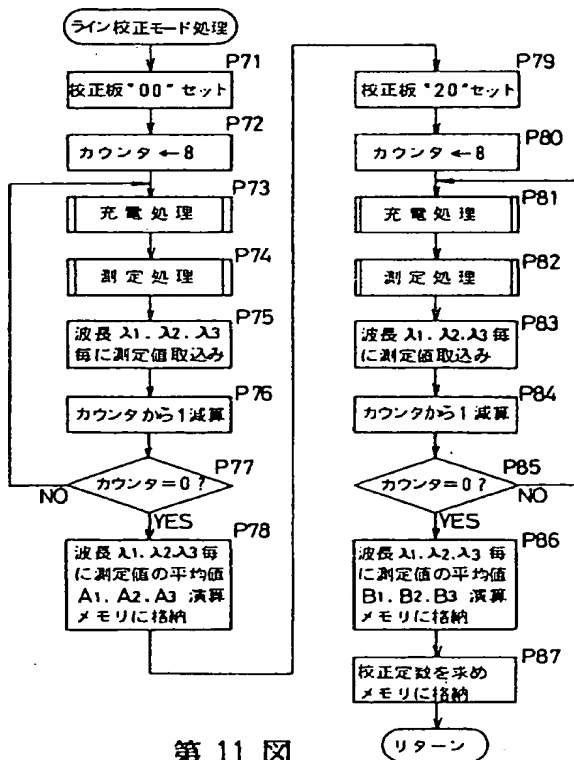
第 9 図



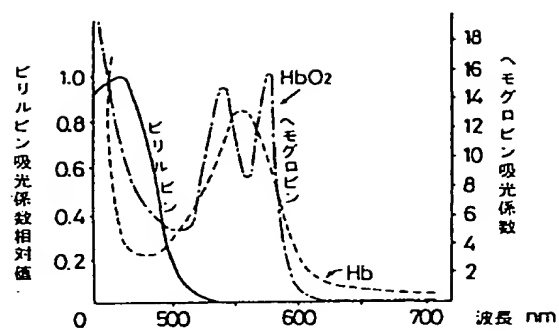
第 8 図



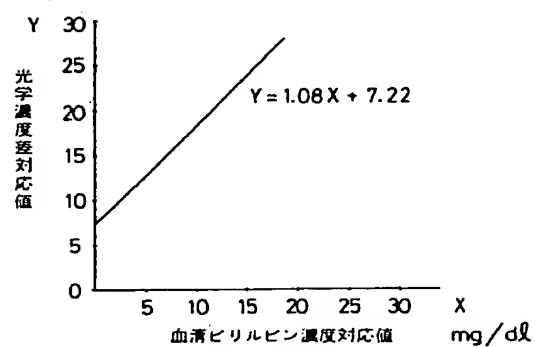
第 10 図



第 11 図



第 12 図



第 13 図